

JP2000330530

Title:

**MONOCHROMATIC PICTURE DISPLAY METHOD FOR COLOR MONITOR
AND PICTURE DISPLAY DEVICE TO BE USED THE METHOD**

Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To display so called blue-based monochromatic film used in medical fields in a display form (characteristic) suitable for diagnosis. **SOLUTION:** In this picture display method, when displaying a monochromatic picture on a color monitor for displaying a monochromatic picture by using a color display device in which a unit pixel is formed of RGB cells, the monochromatic picture data is outputted and displayed with bluish color tone by distributing the data into RGB components so as to satisfy, $R \text{ data} = G \text{ data} = k \cdot B \text{ data}$ ($0 \leq k \leq 1$), for example.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-330530

(P2000-330530A)

(43) 公開日 平成12年11月30日 (2000. 11. 30)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	データポート (参考)
G 0 9 G 5/00	5 1 0	G 0 9 G 5/00	5 1 0 D 2 H 0 9 3
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 6/00	3 6 0 Z 4 C 0 9 3
6/00	3 6 0	G 0 2 F 1/133	5 7 5 4 C 0 9 6
G 0 2 F 1/133	5 7 5	G 0 9 G 3/20	6 5 0 M 5 C 0 0 6
G 0 9 G 3/20	6 5 0	3/36	5 C 0 6 6

審査請求 未請求 請求項の数12 O L (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平11-143066

(22) 出願日 平成11年5月24日 (1999. 5. 24)

(71) 出願人 000003201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72) 発明者 山口 晃

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富

士写真フイルム株式会社内

(74) 代理人 100080159

弁理士 渡辺 望徳

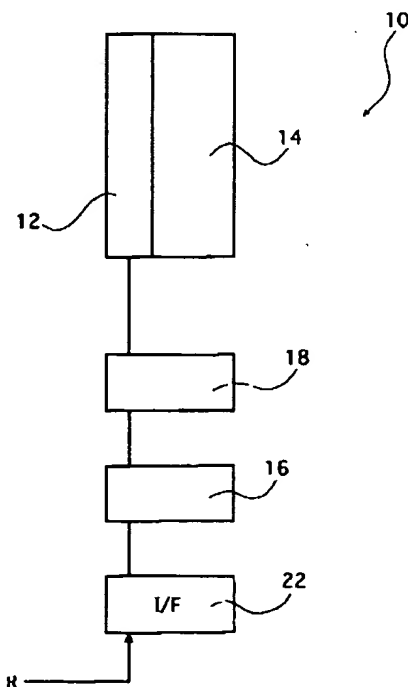
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カラーモニタのモノクロ画像表示方法およびこれに用いる画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】医療分野で用いられているいわゆるブルーベースのモノクロフィルムを、診断に適した表示形態（特性）で表示可能とした、カラーモニタのモノクロ表示方法およびそのための装置を提供すること。

【解決手段】単位画素がRGBのセルで構成されるカラー表示デバイスを用いてモノクロ画像を表示するカラーモニタにモノクロ画像を表示する際に、前記モノクロ画像のデータを、例えば、 $R\text{-データ} = G\text{-データ} = k \cdot B\text{-データ}$ ($0 < k < 1$) となるように、RGBにデータ配分してブルーがかった色味を持たせて表示出力することとを特徴とするカラーモニタのモノクロ画像表示方法およびこれに用いる装置。



【特許請求の範囲】

【請求項1】単位画素がRGBのセルで構成されるカラー表示デバイスを用いてモノクロ画像を表示するカラーモニタのモノクロ画像表示方法であって、表示する画像の濃度の全域にわたってブルーがかった色味を持たせることを特徴とするカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【請求項2】請求項1に記載のカラーモニタのモノクロ画像表示方法において、表示する際の輝度が高い部分ほど前記ブルー味を強めるようにしたカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【請求項3】請求項1または2に記載のカラーモニタのモノクロ画像表示方法において、前記モノクロ画像のデータを、

$$R \text{ データ} = k_R \cdot B \text{ データ} \quad (0 < k_R < 1)$$

$$G \text{ データ} = k_G \cdot B \text{ データ} \quad (0 < k_G < 1)$$

となるように、RGBにデータ配分して表示出力することとを特徴とするカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【請求項4】請求項3に記載のカラーモニタのモノクロ画像表示方法において、

$$k_R = k_G = k \quad (0 < k < 1)$$

であることを特徴とするカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【請求項5】前記RGBにデータ配分された表示色の色空間が、CIE色度図上の座標(x, y)で示すとき、(0.174, 0), (0.4, 0.4), (α , 0.4) (ただし、 α はスペクトル軌跡とy軸方向の座標が0.4である直線との交点のx座標)で囲まれた領域内となる請求項3または4に記載のカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【請求項6】前記RGBに配分されたデータを、マスクまめ分散処理により複数の時分割フレームのデータに配分し、該各フレームに配分されたデータでRGBを独立に時分割駆動する請求項3～5のいずれかに記載のカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【請求項7】前記カラー表示デバイスとして、液晶パネルを用いる請求項1～6のいずれかに記載のカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【請求項8】単位画素がRGBのセルで構成されるカラー表示デバイスと、該カラー表示デバイスに表示するモノクロ画像のデータを、

$$R \text{ データ} = k_R \cdot B \text{ データ} \quad (0 < k_R < 1)$$

$$G \text{ データ} = k_G \cdot B \text{ データ} \quad (0 < k_G < 1)$$

となるように、RGBにデータ配分して表示出力するデータ配分手段とを有し、該データ配分手段により配分されたモノクロ画像のデータを、前記カラー表示デバイスに表示出力することとを特徴とする画像表示装置。

【請求項9】請求項8に記載の画像表示装置において、

$$k_R = k_G = k \quad (0 < k < 1)$$

であることを特徴とする画像表示装置。

【請求項10】前記データ配分手段は、前記RGBにデータ配分された表示色の色空間が、CIE色度図上の座標(x, y)で示したとき、(0.174, 0), (0.4, 0.4), (α , 0.4) (ただし、 α はスペクトル軌跡とy軸方向の座標が0.4である直線との交点のx座標である)で囲まれた領域内となるように配分するものである請求項8または9に記載の画像表示装置。

【請求項11】前記各手段に加えて、前記RGBに配分されたデータを、マスクまめ分散処理により複数の時分割フレームのデータに配分し、該各フレームに配分されたデータでRGBを独立に時分割駆動する駆動処理手段を有する請求項8～10のいずれかに記載の画像表示装置。

【請求項12】前記カラー表示デバイスとして、液晶パネルを用いる請求項8～11のいずれかに記載の画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、カラーモニタのモノクロ表示方法およびこれに用いる画像表示装置に関し、より具体的には、医療分野で用いられているいわゆるブルーベースのモノクロフィルムを、診断に適した表示形態(特性)で表示可能とした、カラーモニタのモノクロ表示方法およびこれに用いる画像表示装置に関する。

【0002】

【従来の技術】X線診断装置、MRI(磁気共鳴イメージング)診断装置、各種CT(コンピュータ断層撮影)装置などの医療用診断装置で撮影された診断画像は、通常、X線フィルムや他のフィルム感光材料などの光透過性の画像記録フィルムに記録され、光透過性の画像として再生される。この診断画像が再生されたフィルムは、シャーカステンと呼ばれる観察用の装置にセットされて、背面から光を照射された状態で観察され、診断が行われる。

【0003】また、各種の医療用診断・計測装置では、撮影・計測した画像を観察するためのモニタとして、CRT(Cathode Ray Tube)ディスプレイやLCD(液晶ディスプレイ)が接続されており、これらのモニタに出力された画像により、診断あるいはフィルム出力前の診断画像の確認、調整や画像処理などが行われている。

【0004】ところで、前述の、医療用診断装置で撮影された画像をフィルム上に再生する場合、あるいは、上述の、医療用診断・計測装置で撮影・計測した画像をフィルム上に再生する場合には、フィルムとしては、通常、いわゆるブルーベースのモノクロフィルムが用いられる場合が多い。また、通常、10ビットの階調分解能(1024階調)で画像が再生される場合が多い。

【0005】ここで、2つの問題点が発生する。第1

は、画像の再生に用いられるフィルムは、前述のようにブルーベースのモノクロフィルムであり、一方、モニタ上に表示される画像は、ホワイト（白）基準の画面に表示されるため、双方を観察する医師にとっては、その間の感覚的な切り換えがうまく行かず、どちらかの画像を見慣れた医師にとっては、他方が見難いという感覚になるという問題である。

【0006】第2は、前述のCRTディスプレイでは、通常8ビットの階調分解能で画像表示が行われ、また、LCDでは通常6ビット、最新の高性能なもので8ビットの階調分解能で画像表示が行われるため、通常のディスプレイでは、画像を表示する際には、医療用診断・計測装置で撮影・計測して出力される画像データよりも階調分解能が低い、いわゆるビット落ちした画像データによる表示が行われることである。

【0007】このため、場合によっては、上述のビット落ちに起因する、等高線状のアーチファクト（偽輪郭）と呼ばれる一種のノイズが発生する。このようなノイズは、診断の信頼性を損なう原因になるものであり、医療用診断画像にとってはあってはならないものである。

【0008】これに関しては、時分割（フレームレートコントロール法、以下、FRCという）表示の利用が提案されている。時分割表示というのは、例えば、10ビットの画像データを4つに分割して8ビットの画像データとし、これを順次表示することにより、8ビットで10ビットの階調表現を行う方法である。

【0009】ここで、画像を時分割表示する場合には、時分割に表示することによるフリッカ（画像のチラツキ）が問題となる。このフリッカをなくすためには、時分割表示のフレーム周波数を高くして、高速で表示切り換えを行う必要があるが、モニタのドライバICや、モニタ自身の応答速度には限界がある。

【0010】特に、前述の医療用の診断に用いられる表示装置の場合には、高画質化のために高精細な画像表示、例えば、QSXGA（2560画素×2048画素）で画像表示を行い、画素数が増加した場合には、これに対応することは非常に困難になる。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、従来の技術における問題を解消し、医療分野で用いられているいわゆるブルーベースのモノクロフィルム上の画像を、診断に適した表示形態（特性）で表示可能としたカラーモニタのモノクロ表示方法およびこれに好適に用い得る画像表示装置を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明に係るカラーモニタのモノクロ表示方法は、単位画素がRGBのセルで構成されるカラー表示デバイスを用いてモノクロ画像を表示するカラーモニタのモノ

クロ画像表示方法であって、表示する画像の濃度の全域にわたってブルーがかった色味を持たせることを特徴とする。

【0013】また、本発明に係るカラーモニタのモノクロ表示方法においては、表示する際の輝度が高い部分ほど前記ブルー味を強めるようにしたことを特徴とする。

【0014】さらに、本発明に係るカラーモニタのモノクロ表示方法においては、前記モノクロ画像のデータを、

$$R\text{データ} = k_R \cdot B\text{データ} \quad (0 < k_R < 1)$$

$$G\text{データ} = k_G \cdot B\text{データ} \quad (0 < k_G < 1)$$

となるように、RGBにデータ配分して表示出力することを特徴とするカラーモニタのモノクロ画像表示方法。

【0015】また、本発明に係るカラーモニタのモノクロ画像表示方法においては、上述の k_R 、 k_G が、特に $k_R = k_G = k$ ($0 < k < 1$)

であってもよい。すなわち、 $R\text{データ} \approx G\text{データ} < B\text{データ}$ であれば、表示する画像の濃度の全域にわたってブルーがかった色味を持たせることができる。

【0016】またさらに、本発明に係るカラーモニタのモノクロ表示方法においては、前記RGBにデータ配分された表示色の色空間が、CIE色度図上の座標 (x, y) で示したとき、 $(0.174, 0)$ 、 $(0.4, 0.4)$ 、 $(\alpha, 0.4)$ （ただし、 α はスペクトル軌跡と y 軸方向の座標が0.4である直線との交点の x 座標である）で囲まれた領域内となることを特徴とする。

【0017】また、本発明に係るカラーモニタのモノクロ表示方法においては、前記RGBに配分されたデータを、マスクまるめ分散処理により複数の時分割フレームのデータに配分し、該各フレームに配分されたデータでRGBを独立に時分割駆動することが好ましい。

【0018】またさらに、本発明に係るカラーモニタのモノクロ表示方法においては、前記カラー表示デバイスとして、液晶パネルを用いることが好ましい。

【0019】また、本発明は、上記方法を適用する画像表示装置として具体化することが可能である。

【0020】すなわち、本発明は、単位画素がRGBのセルで構成されるカラー表示デバイスと、該カラー表示デバイスに表示するモノクロ画像のデータを、

$$R\text{データ} = k_R \cdot B\text{データ} \quad (0 < k_R < 1)$$

$$G\text{データ} = k_G \cdot B\text{データ} \quad (0 < k_G < 1)$$

となるように、RGBにデータ配分して表示出力するデータ配分手段とを有し、該データ配分手段により配分されたモノクロ画像のデータを、前記カラー表示デバイスに表示出力することを特徴とする画像表示装置として具体化することができる。

【0021】また、本発明に係る画像表示装置においては、上述の k_R 、 k_G が、特に

$$k_R = k_G = k \quad (0 < k < 1)$$

であってもよい。また、 $R\text{データ} \approx G\text{データ} < B\text{データ}$

であってもよい。

【0022】なお、本発明に係る画像表示装置においては、前記データ配分手段は、前記RGBにデータ配分された表示色の色空間が、CIE色度図上の座標(x, y)で示したとき、(0.174, 0), (0.4, 0.4), (α , 0.4) (ただし、 α はスペクトル軌跡とy軸方向の座標が0.4である直線との交点のx座標である)で囲まれた領域内となるように配分するものであることが好ましい。

【0023】また、本発明に係る画像表示装置においては、前記各手段に加えて、前記RGBに配分されたデータを、マスクまるめ分散処理により複数の時分割フレームのデータに配分し、該各フレームに配分されたデータでRGBを独立に時分割駆動する駆動処理手段を有することが好ましい。

【0024】さらに、本発明に係る画像表示装置においては、前記カラー表示デバイスとして、液晶パネルを用いることが好ましい。

【0025】

【発明の実施の形態】以下、添付の図面に示す好適実施例に基づいて、本発明の実施の形態を詳細に説明する。

【0026】図1は、本発明の一実施例に係る画像表示装置を、医療用診断装置のモニタとして用いた場合の概念図である。図に示す画像表示装置10は、LCDから構成されるものであり、液晶によって画像を表示する液晶パネル12と、バックライト部14と、後述するようなデータ処理を行うデータ処理部16と、液晶パネル12のドライバ18と、インタフェース(I/F)22から構成される。

【0027】上述のように構成される、本実施例に係る画像表示装置10においては、インタフェース22を介して、診断画像の供給源となるX線診断装置、MRI診断装置、各種CT装置などの医療用診断装置の画像撮影部(Rとする)が接続され、ここから画像データが供給される。

【0028】本発明に係る画像表示装置に用い得るLCDにおいて、液晶パネルには特に制限はなく、各種のLCDに用いられる公知の液晶パネルが全て利用可能である。また、その動作モードも、TN(Twisted Nematic)モード、STN(Super Twisted Nematic)モード、MVA(Multi-domain Vertical Alignment)モードなどの各種の動作モードが使用可能である。

【0029】バックライト部14は、液晶パネル12に表示した画像を観察するための、バックライトを射出す

るものであり、公知のLCDのバックライト部と同様なものである。なお、ここに示した画像表示装置10は、医療用途のモニタにも好適に利用可能なように、最大輝度500~5000cd/m²の表示が可能であることが好ましい。

【0030】また、データ処理部16は、後述するように、画像撮影部Rから供給される10ビットの画像データを、FRC表示するために、画像表示装置10による画像表示に対応する8ビットの画像データに変換し、液晶パネル12のドライバ18に供給する機能を有するものである。

【0031】図2に、データ処理部16のブロック構成図を示す。図に示すように、データ処理部16は、10ビットのフレームメモリ24と、データ変換部26と、8ビットのフレームメモリ28a、28b、28cおよび28dと、切り換え部30とから構成されている。切り換え部30は、8ビットのフレームメモリ28a、28b、28cおよび28dに格納されている8ビットの画像データを、FRC表示する際に、これらを順次切り換えて出力する機能を有するものである。

【0032】上述のように構成されているデータ処理部16において、インタフェース22から供給された10ビットの画像データは、フレームメモリ24に格納され、次いで、データ変換部26に読み出され、8ビットの画像データに変換される。

【0033】以下、上述のように構成される、本実施例に係る画像表示装置10における動作について説明する。

【0034】まず、第1の実施例として、ここでは、画像撮影部Rからは10ビットの階調分解能を有する画像データが供給されるものとし、また、本実施例に係る画像表示装置10は、8ビットの階調分解能で画像の表示を行うものであるとする。本実施例においては、上述のデータ処理部16は、以下に説明するように、RGBデータの配分を行う。

【0035】すなわち、元のデータの0~1023までの1024個のデータを、

Bデータ=元のデータ/4 (小数点以下切り捨て)

Rデータ=Gデータ=0.9×Bデータ (小数点以下切り捨て)

となるように、表1に示すように配分する。

【0036】

【表1】

表 1

<RGBデータ配分>

元のデータ	Rデータ	Gデータ	Bデータ
0	0	0	0
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	0	1
5	0	0	1
6	0	0	1
7	0	0	1
8	1	1	2
9	1	1	2
10	1	1	2
11	1	1	2
12	2	2	3
⋮	⋮	⋮	⋮
509	114	114	127
510	114	114	127
511	114	114	127
512	115	115	128
⋮	⋮	⋮	⋮
1019	228	228	254
1020	229	229	255
1021	229	229	255
1022	229	229	255
1023	229	229	255

【0037】表1に示すRGBデータの配分の意味するところは、以下の通りである。すなわち、上述の配分式に基づいて配分されたRGBの各データは、元のデータの輝度の低い領域では、Rデータ、Gデータと比較して、Bデータがやや大きい程度であるが、輝度が高くなるに従って、Rデータ、GデータとBデータとの差が大きくなるように配分されている。

【0038】データ処理部16から、上述のように配分された画像データを液晶パネル12のドライバ18に供給することにより、本実施例に係る画像表示装置10においては、液晶パネル12に、ブルーの色味が、画像の濃度に応じて変化する形で、モノクロ画像を表示することが可能になる。

【0039】これは、ブルーベースのフィルム上に再生される画像の低濃度部（輝度が高い部分に対応する）ではブルーの色味が強く、画像の高濃度部（輝度が低い部分に対応する）ではブルーの色味が弱くなるようにして、ブルーベースのフィルム上に再生される画像が、視覚的なコントラストの低下なしに観察できるようにするためである。

【0040】上記実施例においては、画像撮影部Rから供給される10ビットの階調分解能を有する画像データを、画像表示装置10においては、8ビットの階調分解能で画像の表示を行うようにした例を示したが、次に、前述のFRC表示機能を用いて、画像撮影部Rから供給

される10ビットの階調分解能を有する画像データを、画像表示装置10においても、10ビットの階調分解能で表示するようにした例を示す。

【0041】この場合には、先に説明したFRC表示機能を用いて、画像撮影部Rから供給される10ビットの階調分解能を有する画像データを、4フレームの8ビットの階調分解能を有する画像で表示するようにする。以下に、これについて補足的な説明を行う。

【0042】周知のように、FRC表示とは、階調分解能（ビット数）の高い画像データを階調分解能（ビット数）の低い画像データとして表示する際に、ビット数の高い画像データから、両者のビット数の差に応じた数の、ビット数の低い画像データを生成して、この画像データを、順次、表示することにより、ビット数の低い画像表示で高いビット数に相当する階調表現を行うものである。

【0043】具体的には、ビット数の差をnとするととき2ⁿのフレーム数の、ビット数の低い画像データを生成して、このビット数の低い画像データを、順次、表示することで、例えば、8ビットの階調分解能の画像4フレームを用いて、10ビットの階調分解能に相当する階調表現を行う。そして、これにより、高輝度であっても、アーチファクトのない画像を表示するものである。

【0044】一般には、FRC表示を行うと、アーチファクトの発生は防止できるものの、分割された画像デー

タの画像表示の切り換えを迅速に行わないと、すなわち、フレーム周波数を高くしないと、フリッカ（画像のチラつき）が発生する。

【0045】そこで、ここでは、所定の領域内に含まれる同じ画像データの割合に応じて、換言すれば、所定面積中で一定濃度が占める割合に応じて、FRC表示を行う画像データの配分方法を変えることにより、フレーム周波数を高くしなくても、フリッカの発生を防止して、フリッカのない高階調画像の表示を可能にするものであ

る。

【0046】前述のように、10ビットの画像表示は、8ビット×4フレームのFRC表示で表現することができる。以下、先に表1に示した「元のデータ」を、8ビット×4フレームのFRC表示で10ビット表示する例を説明する。この場合のデータ配分を、表2および表3に示す。

【0047】

【表2】

表2

<RGBデータ配分>

元のデータ	Rデータ	Gデータ	Bデータ
0	0	0	0
1	0	0	1
2	1	1	2
3	2	2	3
4	3	3	4
5	4	4	5
6	5	5	6
7	6	6	7
8	7	7	8
9	8	8	9
10	9	9	10
11	9	9	11
12	10	10	12
⋮	⋮	⋮	⋮
509	458	458	509
510	459	459	510
511	459	459	511
512	460	460	512
⋮	⋮	⋮	⋮
1021	918	918	1021
1022	919	919	1022
1023	920	920	1023

【0048】

【表3】

表 3

<フレームデータ配分>

RGBデータ	フレームデータ (まるめなし)				フレームデータ (まるめあり)			
	# 1	# 2	# 3	# 4	# 1	# 2	# 3	# 4
0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	0	0	0	0	0	0	0
2	1	0	1	0	0	0	0	0
3	1	1	1	0	0	0	0	0
4	1	1	1	1	1	1	1	1
5	2	1	1	1	1	1	1	1
6	2	1	2	1	1	1	1	1
7	2	2	2	1	1	1	1	1
8	2	2	2	2	2	2	2	2
9	3	2	2	2	2	2	2	2
10	3	2	3	2	2	2	2	2
11	3	3	3	2	2	2	2	2
12	3	3	3	3	3	3	3	3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
508	127	127	127	127	127	127	127	127
509	128	127	127	127	127	127	127	127
510	128	127	128	127	127	127	127	127
511	128	128	128	127	127	127	127	127
512	128	128	128	128	128	128	128	128
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
1019	255	255	255	254	254	254	254	254
1020	255	255	255	255	255	255	255	255
1021	255	255	255	255	255	255	255	255
1022	255	255	255	255	255	255	255	255
1023	255	255	255	255	255	255	255	255

【0049】表2に示すRGBデータの配分の意味するところは、以下の通りである。すなわち、以下の配分式に基づいて配分されたRGBの各データは、先ほどの例と同様に、元のデータの輝度の低い領域では、Rデータ、Gデータに比較して、Bデータがやや大きい程度であるが、輝度が高くなるに従って、Rデータ、GデータとBデータとの差が大きくなるように配分されている。

【0050】まず、表2に示すデータ配分は、元のデータの0～1023までの1024個のデータを、
Bデータ=元のデータ
Rデータ=Gデータ=0.9×Bデータ（小数点以下切り捨て）

となるように配分するものである。

【0051】また、表3に示すデータ配分は、表2に示すように配分されたRGBデータを、以下に述べるマスクまるめ分散処理により、複数の時分割フレームのデータに配分するようにしたものである。

【0052】前述のように、10ビットの画像表示は、8ビット×4フレームの時分割表示で実現することができる。すなわち、図3に示すように、10ビットの画像データ「8」は、「2, 2, 2, 2」の4フレームの8ビットの画像データで表現できる。同様に、10ビットの画像データ「9」は「3, 2, 2, 2」の4フレーム

で、画像データ「10」は「3, 2, 3, 2」の4フレームで、また、10ビットの画像データ「11」は「3, 3, 3, 2」の4フレームで、それぞれ表現できる。

【0053】一般的に、医療用の診断画像のように、比較的輝度の高い白黒画像を表示する場合には、視認される周期が60Hz未満であると、フリッカが認められるようになる。例えば、図3に示した例が静止画像で、フレーム周波数が60Hzである場合には、画像データ「8」では、視認される周期は1Vで60Hzであるので、フリッカは認められない。これに対して、画像データ「9」では周期が4Vで15Hz、画像データ「10」では周期が2Vで30Hz、また、画像データ「11」では周期が4Vで15Hzとなり、いずれの場合も、フリッカが認められるようになる。

【0054】ところで、上述のフリッカは、QL値が一定の領域、すなわち、ある程度の面積で画像データが一定（いわゆる、ベタ画像）の領域では認識されやすいが、種々のQL値が小面積で混在する領域、すなわち、種々の画像データが混在している場合には、フリッカが相殺されて認識されなくなる。例えば、医療用の診断画像であれば、診断に必要な、種々の濃度が小面積で混在している場合には、視認される周期が60Hz未満であ

っても、フリッカは認識されない。

【0055】本実施例においては、この現象を利用して、データ変換部26は、所定領域内における同じ画像データの割合に応じて、同じ画像データの割合が、所定の閾値以上の場合には、画像データをFRC表示のフレーム数(図2の例では、4フレーム)の倍数に変換した後にFRC表示用の画像データとし、それ以外(同じ画像データの割合が、所定の閾値未満の場合)には、通常の時分割表示の画像データとする。

【0056】換言すれば、同じ画像データの割合が多い部分は、医療用の診断画像では、X線素抜け部等の診断には必要のない部分であり、この部分は高階調化せずに表示すればよく、一方、種々の濃度の画像データが小面積で混在している部分は、診断に必要な重要部分であり、この部分については高階調化して表示するようにするというものである。以下、図4を用いて、より詳細に説明する。

【0057】図4に示した例は、破線で示される領域を1画素とする15画素×15画素で計225画素の画像であって、斜線で示した領域が実画像(意味を持つ画像)で種々の画像データが混在しており、それ以外の領域は背景であり、同一の画像データから構成されている。

【0058】データ変換部26は、フレームメモリ24から画像データを読み出し、この画像を、例えば、実線で示すような3画素×3画素のマスクを用いて25の領域に分割し、各領域内で、同一の画像データの示す割合を検出し、その割合が閾値以上であるか否かを判別する。ここでは、閾値を100%(全画素)とすると、全ての画像が同一画像データであるのは、太線で示す領域である。

【0059】データ変換部26は、フレームメモリ24から読み出した画像データが、同一画像が占める割合が閾値未満である領域(マスク)の画像データである場合には、通常の時分割表示と同様に、画像データを生成する。ここでは、10ビットの画像データを、FRC表示を行う8ビットの画像データとするので、例えば、画像撮影部Rからインタフェイス22を介して供給された10ビットの画像データが「511」である場合には、「128, 128, 128, 127」の4フレームの8ビットの画像データにする。

【0060】これにより、実画像が存在する領域においては、フリッカの認識されることのない、適正な画像データで、正確な画像が表示される。これに対して、フレームメモリ24から読み出した画像データが、前述の太線で示すような、同一画像が占める割合が閾値以上である場合には、データ変換部26は、画像データを、時分割のフレーム数の倍数に変換した後に、時分割の画像データとする。

【0061】具体的には、供給された10ビットの画像

データが「511」である場合には、まず、画像データを、フレーム数である4の倍数、例えば、10ビットの画像データ「512」に変換した後に、「128, 128, 128, 128」の4フレームの8ビットの画像データにする。また、10ビットの画像データが「258」である場合には、画像データを、10ビットの画像データ「256」に変換した後に、「64, 64, 64, 64」の4フレームの8ビットの画像データにする。

【0062】すなわち、ここでは、全フレームを同じ画像データとして、時分割表示により認識される周期の低下をなくし、フリッカの発生を防止しているものである。上記実施例によれば、ブルーベースのフィルム上に再生される画像の低濃度部ではブルーの色味が強く、画像の高濃度部ではブルーの色味が弱くなるようにした上で、さらに、診断に必要な部分は高階調化せずに表示し、診断に必要な重要部分については高階調化して表示するようにすることが可能になる。

【0063】なお、上記各実施例は、本発明の一例を示すものであり、本発明はこれらに限定されるものではない。例えば、上述の同一画像データの割合を検出する領域の大きさ(すなわち、図4に示した例におけるマスクサイズ)には特に限定はなく、例えば、1画素のサイズに応じて適宜決定してよい。

【0064】また、フレーム数の倍数に画像データを変換するか否かを判別するための、同一画像データの割合の閾値にも特に限定はなく、輝度、フレーム周波数、画素サイズ等に応じて適宜決定してよい。なお、本発明は、10ビットの画像データを8ビットの時分割表示の画像データに変換するものに限定されるものでもない。

【0065】前記RGBの画像データ配分を行う場合、配分された結果として表示される画像の色度は、図5に示すように、色度図上で斜線を施した三角形の領域、座標で表現すると、(0, 174, 0), (0, 4, 0), (α , 0, 4) (ただし、 α はスペクトル軌跡とy軸方向の座標が0, 4である直線との交点のx座標である)で囲まれた領域内となるのが好ましい。

【0066】

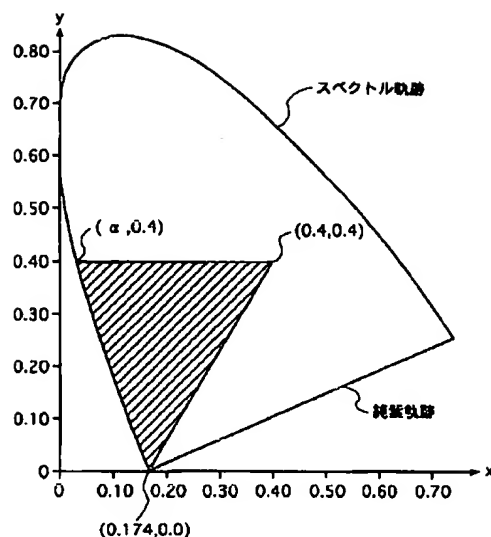
【発明の効果】以上、詳細に説明したように、本発明によれば、医療分野で用いられているブルーベースのモノクロフィルム上の画像を、診断に適した表示形態(特性)で表示することが可能になる。また、上述のような表示を行うに好適に用い得る画像表示装置を実現することも可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の位置実施例に係る画像表示装置を、医療用診断装置のモニタとして用いた場合の概念図である。

【図2】 図1に示した画像表示装置中のデータ処理部16の構成を示すブロック図である。

【図5】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7

識別記号

F I

(参考)

G 0 9 G 3/36

G 0 9 G 5/02

D 5 C 0 8 0

5/02

H 0 4 N 9/64

F 5 C 0 8 2

H 0 4 N 9/64

H

A 6 1 B 5/05

3 8 0

F ターム(参考) 2H093 NA58 ND06 NG20

4C093 AA05 AA22 CA21 FF09 FG20

4C096 AB50 AD14 DD20

5C006 AA01 AA14 AA22 AC02 AF44

AF46 AF51 AF53 AF61 AF85

BB11 BB29 BF02 BF16 EA01

EC02 EC08 FA23 FA56

5C066 AA03 BA20 CA17 EC01 EE00

EE04 GA01 HA03 KD04 KE07

KG01 KM13 LA02

5C080 AA10 BB05 CC03 DD03 EE17

EE29 EE30 FF09 GG07 JJ02

JJ04 JJ05

5C082 AA04 AA27 BA34 BB02 BB15

BB26 CA12 CA18 DA54 DA55

MM10

【図3】 実施例に係る画像処理を説明するタイミングチャートである。

【図4】 実施例に係る画像処理の方法を説明する図である。

【図5】 実施例に係る画像処理によるブルーベースのモノクロフィルム上の画像の再現される色度の好ましい存在領域を示す図である。

【符号の説明】

10 画像表示装置

12 液晶パネル

14 バックライト部

16 データ処理部

18 液晶パネル12のドライバ

22 インタフェース

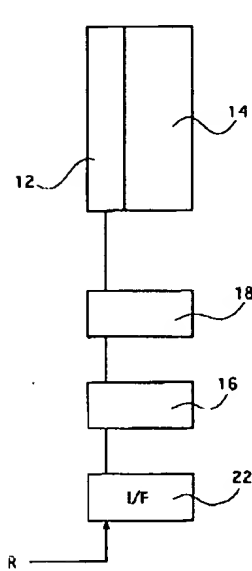
24 10ビットのフレームメモリ

26 データ変換部

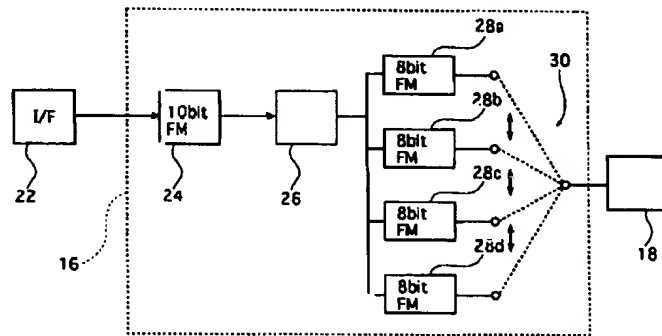
28a～28d 8ビットのフレームメモリ

30 切り換え部

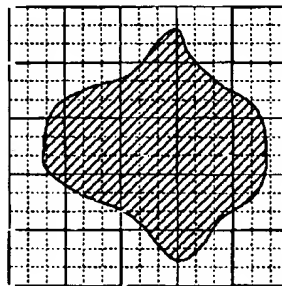
【図1】



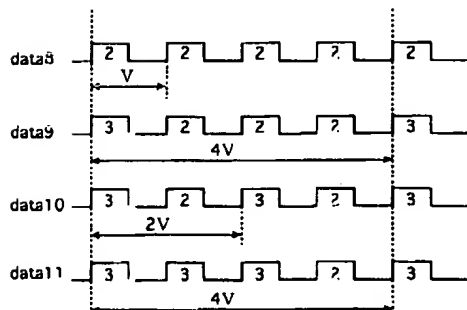
【図2】



【図4】



【図3】



(Translation)

Dispatch Number: 302444
Dispatch Date: July 11, 2006

NOTIFICATION OF REASONS FOR REFUSAL

Patent Application Number: 11-201667
Drafting Date: July 7, 2006
Examiner of the Patent Office: Sadahiro HAMAMOTO 9509 2G00
Agent: Mochitoshi WATANABE
Articles Applied: Japanese Patent Law Sections 36 and 39

(Translation Omitted)

The list of cited documents etc.

1. JP 2000-330530 A

拒絶理由通知書

特許出願の番号	平成11年 特許願 第201667号
起案日	平成18年 7月 7日
特許庁審査官	濱本 禎広 9509 2G00
特許出願人代理人	渡辺 望稔 様
適用条文	第36条、第39条

この出願は、次の理由によって拒絶をすべきものである。これについて意見があれば、この通知書の発送の日から60日以内に意見書を提出して下さい。

理 由

1. この出願の下記の請求項に係る発明は、その出願日前の下記の出願に係る発明と同一であるから、特許法第39条第1項の規定により特許を受けることができない。

記

- ・請求項 1-14
- ・特願平11-143066号（特開2000-330530号）
- ・備考

上記出願の平成18年3月20日付け手続補正書にて補正された請求項1には、モノクロ画像データをRGBにデータ配分して表示出力すること、同手続補正書で補正された請求項5には、RGBに配分されたデータを複数の時分割フレームのデータに配分することが記載されている。そして、入力データの最小最大をパネル輝度の最小最大としてコントラスト比を最大にすることや、RGB信号を同じくすることでモノクロ画像を表示することはごく一般に周知の技術であるから、本願の請求項1-14に係る発明と、上記出願の請求項1-11に係る発明とは実質的に同一のものである。

（なお、補正する際には下記先行技術文献も考慮されたい。）

2. この出願は、特許請求の範囲の記載が下記の点で、特許法第36条第6項第2号に規定する要件を満たしていない。

記